

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10数)

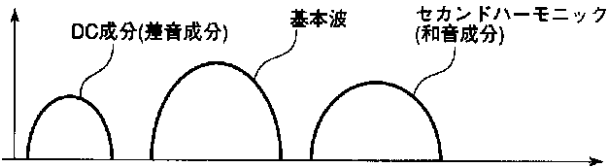
(21)出願番号	特願2001 - 110307(P2001 - 110307)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22)出願日	平成13年4月9日(2001.4.9)	(72)発明者	川岸 哲也 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株 式会社東芝那須工場内
		(72)発明者	嶺 喜隆 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株 式会社東芝那須工場内
		(74)代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、非線形成分イメージングにおいて、ペネトレーションを向上し、深さ方向に均一な画質を実現することにある。

【解決手段】本発明は、被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブ21と、第1の周波数成分を含む第1の超音波の送波と第2の超音波の送波が行われるように超音波プローブ21の駆動信号を発生するパルサ／プリアンプユニット25と、第1の超音波の送波に対応する第1超音波エコー信号と第2の超音波の送波に対応する第2超音波エコー信号とを合成して第1の周波数成分を除去し、この合成信号に含まれる差音成分を出力する差音抽出プロセッサ27と、差音抽出プロセッサ27の出力に基づいて表示画像を生成する表示ユニット28とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

第 1 の周波数成分を含む第 1 の超音波の送波と第 2 の超音波の送波が行われるように前記超音波プローブの駆動信号を発生する送信駆動手段と、

前記第 1 の超音波の送波に対応する第 1 超音波エコー信号と前記第 2 の超音波の送波に対応する第 2 超音波エコー信号とを合成して第 1 の周波数成分を除去し、この合成信号に含まれる差音成分を出力する差音成分抽出手段と、

前記差音成分抽出手段の出力に基づいて表示画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

第 1 の周波数成分及び第 2 の周波数成分を有する第 1 の超音波の送波と第 2 の超音波の送波が行われるように前記超音波プローブの駆動信号を発生する送信駆動手段と、

前記第 1 の超音波の送波に対応する第 1 超音波エコー信号と前記第 2 の超音波の送波に対応する第 2 超音波エコー信号とを合成して前記第 1 の周波数成分及び前記第 2 の周波数成分を除去し、この合成信号に含まれる前記第 1 の周波数成分と前記第 2 の周波数成分の差音成分を出力する差音成分抽出手段と、

前記差音成分抽出手段の出力に基づいて表示画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

第 1 の周波数成分及び第 2 の周波数成分を有する超音波の送波が行われるように前記超音波プローブの駆動信号を発生する送信駆動手段と、

前記超音波の送波に対応する超音波エコーの第 1 の周波数成分と前記第 2 の周波数成分とを除去し、且つ、前記第 1 の周波数成分と前記第 2 の周波数成分の差音成分を通過させる差音成分抽出手段と、

前記差音成分抽出手段の出力に基づいて表示画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

第 1 の周波数成分及び第 2 の周波数成分を有する第 1 の超音波の送波及び第 2 の超音波の送波が行われるように前記超音波プローブの駆動信号を発生する送信駆動手段と、

前記超音波プローブからの信号に基づいて、前記第 1 の超音波の送波及び前記第 2 の超音波の送波に対応する超音波エコー信号を生成する手段と、

前記第 1 の超音波の送波に対応する第 1 超音波エコー及び前記第 2 の超音波の送波に対応する第 2 超音波エコーの第 1 の周波数成分と前記第 2 の周波数成分とを除去し、且つ、前記第 1 の周波数成分と前記第 2 の周波数成分の差音成分をそれぞれ通過させる差音成分抽出手段と、

前記差音成分抽出手段から出力された前記第 1 超音波エコーに含まれる差音成分と、前記第 2 超音波エコーに含まれる差音成分とを合成する合成手段と、

前記合成手段の出力に基づいて表示画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 前記差音成分抽出手段は、前記差音成分を抽出するために、前記第 1 の周波数成分の中心周波数より低い周波数をカットオフ周波数とするフィルタを有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記送信駆動手段は、前記第 1 の周波数成分の超音波パルスと前記第 2 の周波数成分の超音波パルスとの間で、開口、焦点、音圧、送信トリガーのうち少なくとも 1 つが互いに相違するように前記駆動信号を発生することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記画像生成手段は、前記差音成分の他に、和音成分又は高調波成分の情報を含む表示画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記画像生成手段は、前記差音成分と、前記和音成分又は前記高調波成分との合成比率を画像の各深さに応じて変化することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから超音波が送波されるように第 1 の波形と第 2 の波形を合成した波形の第 1 駆動パルス、極性を反転した前記第 1 の波形と極性を反転した前記第 2 の波形を合成した波形の第 2 駆動パルスを発生する送信駆動手段と、

前記第 1 駆動パルスに対応する第 1 超音波エコー信号と前記第 2 駆動パルスに対応する第 2 超音波エコー信号とを合成し、この合成した信号に基づいて表示画像を生成する処理手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブから超音波が送波されるように第 1 の周波数成分と第 2 の周波数成分を合成した波形の第 1 駆動パルス、極性を反転した前記第 1 の周波数成分と極性を反転した前記第 2 の周波数成分を合成した波形の第 2 駆動パルスを発生する送信駆動手段と、

前記第 1 駆動パルスに対応する第 1 超音波エコー信号と

前記第 2 駆動パルスに対応する第 2 超音波エコー信号とを合成し、この合成した信号に基づいて表示画像を生成する処理手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体内の様々な非線形現象で発生した非線形成分を映像化する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波が組織を伝搬するとき、非線形効果により波形が歪む。これによりハーモニクス成分が発生する。また、超音波がマイクロバブル（超音波造影剤）にあたると、マイクロバブルは非線形に振動し、崩壊する。このときもハーモニクス成分が発生する。このハーモニクス成分の発生メカニズムは、基本波成分の振幅の二乗という数式で近似的に与えられる。このため、ハーモニクス成分は、音圧の高い領域で効果的に発生する。従って、ハーモニクイメージングは、基本波イメージングに比べて、送信ビームが細くなる、サイドローブが低減されるなどの効果から、アーティファクトの少ない画像を生成することが可能である。

【0003】また、超音波造影剤の非線型性は生体組織よりも強く、受信エコーから送信超音波のハーモニック成分を抽出して映像化すれば基本波で映像化するのに比べて、組織と造影剤のコントラストの良い画像が生成可能である。

【0004】しかしながら、セカンドハーモニックは基本波（送信超音波）に比較して、高周波であることから、周波数依存減衰の影響が大きい。図 1 に、生体の周波数依存減衰による受信エコーの深さによる変化を模式的に示している。図 1 において、符号 11 は浅い領域からの受信エコーのスペクトル、13 は深い領域からの受信エコーのスペクトル、12 はそれらの中間深度領域からの受信エコーのスペクトルをそれぞれ表している。受信エコーのスペクトルは、深くなればなるほど、低周波にシフトすることが分かる。これは、高周波ほど減衰が大きいという特性によるものである。

【0005】この周波数依存減衰特性によって、ハーモニクイメージングは、「基本波に比較してペネトレーション（深部到達度）が不足する」、「深くなるにつれて、中心周波数が低く（方位分解能劣化）、帯域が狭くなる（距離分解能劣化）ため、深さ方向に均一な画質の実現が困難である」、などの不利な点がある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、非線形成分イメージングにおいて、ペネトレーションを向上し、深さ方向に均一な画質を実現することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体に対し

て超音波を送受波する超音波プローブと、第 1 の周波数成分を含む第 1 の超音波の送波と第 2 の超音波の送波が行われるように前記超音波プローブの駆動信号を発生する送信駆動手段と、前記第 1 の超音波の送波に対応する第 1 超音波エコー信号と前記第 2 の超音波の送波に対応する第 2 超音波エコー信号とを合成して第 1 の周波数成分を除去し、この合成信号に含まれる差音成分を出力する差音成分抽出手段と、前記差音成分抽出手段の出力に基づいて表示画像を生成する画像生成手段とを有することを特徴とする。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による装置を好ましい実施形態により説明する。本実施形態は、従来のハーモニクイメージングの「送信ビームが細くなる」及び「サイドローブが低減される」という長所を保持し、しかも従来のハーモニクイメージングの「基本波に比較してペネトレーション（深部到達度）が不足する」及び「深くなるにつれて、中心周波数が低く（方位分解能劣化）、帯域が狭くなる（距離分解能劣化）ため、深さ方向に均一な画質の実現が困難である」という短所を解決するもので、このために非線形性により発生する非線形成分の中の和音成分（ハーモニク成分）ではなく、この和音成分よりも低周波の差音成分を受信信号から抽出し、この抽出した差音成分に基づいて画像を生成するというものである。

【0009】（構成）図 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。本装置は、ホスト CPU 24 を制御中枢とする装置本体 22 と、この装置本体 22 に装着される超音波プローブ 21 と、装置本体 22 に接続されるモニタ 23 とから構成される。超音波プローブ 21 は、一次元または二次元的に配列された複数の振動素子を備えている。これら複数の振動素子には、リニアアンプを有する送信パルサ 25 から高周波で振動する電圧信号（以下単に駆動信号という）が個々に印加される。パルサ 25 は、超音波を目的深度で集束させ、且つ超音波ビームに偏向角を与えるために、これら駆動信号の印加時期を少しづつずらすいわゆる送信遅延制御機能を備えている。パルサ 25 で発生する超音波は本実施形態の最も特徴的な部分の一つであり、詳細は後述する。

【0010】装置本体 22 に接続された超音波プローブ 21 から、生体内に超音波が送信され、生体組織の非線形性により、超音波パルスの伝搬とともに、様々なハーモニク成分が発生する。基本波とそのハーモニク成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、又は微小散乱体により後方散乱され、エコーとして超音波プローブ 21 で受信される。複数の振動素子で発生する複数のエコー信号は、プリアンプ 25 を経由して受信遅延回路 26 に送られる。受信遅延回路 26 は、エコーを集束させ、かつ受信方向を設定するために、複数のエコー信号

を整相加算、いわゆる受信ビームフォーミングを行う。この受信遅延回路 26 としては、同じ複数のエコー信号から受信方向の異なる複数の受信信号を発生する、いわゆる並列同時受信をするために、複数のセット装備されていてもよい。受信信号は、受信遅延回路 26 内で、A/D 変換され、さらに信号処理に適したサンプリング周波数でサンプリングされ、デジタル信号として差音抽出プロセッサ 27 に出力される。

【0011】差音抽出プロセッサ 27 は、受信信号から、生体の非線形伝搬で発生した非線形成分の中の特に差音成分を抽出する。この抽出処理は、本実施形態の最も特徴的な部分の一つであり、詳細に後述する。さらに差音抽出プロセッサ 27 は、抽出した差音成分を検波及び対数圧縮等の処理にかける。それにより画像信号が生成される。生成された画像信号は、表示ユニット 28 でスキャンコンバートされ画像処理後にビデオ信号に変換され、モニタ 23 に表示される。

【0012】本実施形態では、和音成分（従来のハーモニックイメージング）ではなく、差音成分を受信信号から抽出し、この差音成分を映像化することを特徴としている。さらに、差音成分の抽出に関して、ここでは、複数の技法を提供する。これら抽出技法について以下に順番に説明する。

【0013】（差音成分を抽出する第 1 の技法（従来のパルス送信条件下でのゼロ周波数 DC 付近の差音成分の映像化法））

まず、非線形現象は、基本波の二乗として近似され得る。基本波を、 $a(t)\sin t$ と表すと、非線形性は、 $(a(t)\sin t)^2$ として近似され、この近似式から、非線形性により、 $\cos 2t$ の成分と、DC 成分とが発生することがわかる。前者の $\cos 2t$ の成分はいわゆる和音成分であり、一方、後者の DC 成分は差音成分である（図 3 参照）。従来のハーモニックイメージングは、和音成分の映像化を目的とした映像化技法である。

【0014】これに対して本法では、従来の和音成分ではなく、差音成分（DC 成分）を映像化する技法である。もちろん、本法で取り扱う DC 成分は、ゼロ周波数成分という狭義な意味ではなく、ゼロ周波数を中心とした若干の広がりのある帯域内の周波数成分として定義される。

【0015】ここで、上述したように、非線形成分は、主に組織伝搬と造影剤振動崩壊とで発生する。伝搬の非線形性は、正確には、基本波の二乗を時間で二回微分することで近似され、従って、二乗で発生した DC 成分は実質的に伝搬しない。

【0016】図 4 に、同一方向に 2 レートで超音波を送信し、2 回目に送信する超音波の位相を 1 回目のそれに対して反転するいわゆるパルスインバージョン法により抽出されるセカンドハーモニック成分と DC 成分の周波

数スペクトルを示す。図 5 (a) は比較的浅い領域からのエコー信号の周波数スペクトルを示し、図 5 (b) は比較的深い領域からのエコー信号の周波数スペクトルを示している。図 4 に示すように、一般に、DC 成分の発生は、セカンドハーモニックに比べて低い。しかし、生体減衰中の受信パスでの周波数依存減衰では、相対的に低周波である DC 成分の方がセカンドハーモニックより減衰量が少なくいため、図 5 (b) に示すように、例えば 15 cm という比較的深い領域からのエコー信号では、逆に、DC 成分の方が大きくなる。つまり、DC 成分の方がペネトレーションが良いことになる。

【0017】ここでのハーモニック成分は、送信超音波から生体の非線形性により直接発生する成分であり、発生したハーモニック成分の非線形性により、さらに様々な（二次的な）ハーモニック成分が発生するが、ここでは相対的に小さいものとして考慮していない。

【0018】この DC 成分は、受信信号から差音抽出プロセッサ 27 によって抽出される。具体的には、図 6 に示すように、基本波の中心周波数（基本周波数 f_0 ）とゼロ周波数とのほぼ中間周波数（ $f_0/2$ ）以下の周波数成分だけを選択的に通過するローパス型のフィルタリングにより、DC 成分（差音成分）を抽出する。

【0019】図 7 に示すように、互いに位相を反転させた 2 レート送信により得られる 2 つの受信エコーを加算することにより、基本波成分を除去し、ハーモニック成分を抽出しても良い。これは、「超音波パルスの非線形伝搬」（鎌倉友男他著、信学技法 US 89-23, p 53）記載の方法を応用したものであり、パルスインバージョン法と呼ばれている。

【0020】つまり、2 レート目の超音波を 1 レート目の超音波に対して位相反転して送信した場合、基本波成分は 2 レート間で位相反転を維持しているが、非線形性により生じるハーモニック成分はその発生原理（二乗）からレート間の位相反転は維持しない。従って、2 レートで得た受信信号を加算するとき、基本波成分はほとんど相殺されるが、DC を含むハーモニック成分は、逆に増強される。この方法によれば、基本波成分とハーモニック成分が重なりあっている場合でもハーモニック成分のみを選択的に抽出することができる。また、組織の動きにより基本波成分の除去が困難な場合には、動き補正技術を応用することにより解決する。

【0021】また、受信エコーは、装置の受信系（プリアンプ 25、受信遅延回路 27）の周波数特性の影響を受けることは避けられない。例えば、プローブ 21 の感度域は、基本周波数を中心として広がっており、通常、DC 成分の帯域全てをカバーしていない。従って、エコーに含まれる DC 成分の一部分は、プローブ 21 により除去される。

【0022】プローブ 21 の感度域に多くの DC 成分が含まれるように、パルス 25 はプローブ 21 の感度域の

最も高い周波数又はそれに近い周波数で駆動信号を発生する。それにより超音波はプローブ 21 の感度域の最も高い周波数又はそれに近い周波数を基本周波数（中心周波数）を持ち、一方、DC 成分の中心周波数はゼロ周波数よりも若干高周波側にシフトする。それにより DC 成分の大部分がプローブ 21 を通過する、つまりプローブ 21 で電気信号に変換される。また、プローブ 21 を、感度域が比較的広帯域な単結晶振動素子等の素子で構成することにより、より効率的に DC 成分を捕捉することができる。

【0023】（差音成分の第 2 抽出方法（複数ピーク送信））上述の差音成分抽出技法では、単一の成分（ピーク）を持つスペクトルで超音波を送信する。この場合、差音成分と和音成分は、それぞれ DC 成分とセカンドハーモニック成分として一つずつ生じる。

【0024】これに対して、第 2 方法では、図 8 (a) に示すように、複数の成分（ピーク）、ここでは 2 つのピーク 1、2 ($1 < 2$) を持つスペクトルで超音波を送信する。この場合、図 8 (b) に示すように、生体伝搬の非線形性（基本波の二乗）により、複数のピーク全ての和と差の組み合わせに従って、差音成分 (DC、 $2 - 1$) と、和音成分 ($2 \cdot 1$ 、 $2 \cdot 2$ 、 $1 + 2$) とがそれぞれ複数生じる。

【0025】第 1 方法で採用した単一成分送信との違いの一つは、差音成分が DC だけでなく " $1 - 2$ " も発生することであり、ここに着目し、映像化するのが、本第 2 方法の主な目的である。プローブ 21 の感度域を DC 近傍まで拡大することは現実的でないのは上述したとおりである。しかし、もうひとつの差音成分である " $1 - 2$ " は、一般的に用いられているプローブ 21 の感度域に殆ど含まれる。従って効率的に差音成分を抽出できる。

【0026】受信エコーには、図 8 (b) に示したように、基本波成分、和音成分、差音成分を始め様々なエコー成分が含まれる。これから所望の差音成分を受信信号から抽出するために、本第 2 方法では、フィルタ法とパルスインバージョン法とを併用する。つまり、パルスインバージョン法により、スペクトル上で重なった差音成分と基本波を除去することができる。しかし、パルスインバージョン法では、受信帯域内の複数の差音成分が全

て抽出されるが、複数の差音成分の中から特定の差音成分を抽出することはできない。この複数の差音成分の中から特定の差音成分を抽出するために、フィルタ法を併用する。

【0027】図 9 に本第 2 方法の手順と周波数スペクトルとを示している。また、パルスインバージョン法での差音成分の抽出をシミュレーションした結果を図 10 (a)、図 10 (b) に示す。送信スペクトルは正極のみが示されていて、この位相を反転させた波形も同時に用いた。もちろん、2 成分間の位相関係は任意であり、

各成分でレート間で位相が反転していれば良い。非線形伝搬には、KZK 方程式に差分法を適用したアルゴリズムを用いた。正極負極の受信エコーを加算した結果が、加算受信エコーである。

【0028】1 回目（レート 1）の送信に対して、逆相で 2 回目（レート 2）の送信を行う。いずれのレートのエコーにも、基本波成分 (1 、 2) と、非線形成分（和音成分 ($2 \cdot 1$ 、 $2 \cdot 2$ 、 $1 + 2$)、差音成分 (DC、 $2 - 1$)）が含まれる。しかし、基本波成分は互いに逆相で出現するのに対して、非線形成分はその発生原理（二乗）により同相で生じる。

【0029】このようなエコーを一般的な感度域が有限のプローブ 21 で受信する際、その感度域に含まれる基本波成分 (1 、 2) と、差音成分 DC の一部と、差音成分 ($2 - 1$) と、和音成分 ($2 \cdot 1$) とが電気信号に変換され、差音成分 DC の他の部分と和音成分 ($2 \cdot 2$ 、 $1 + 2$) は電気信号に変換されない、つまり実質的にフィルタリングされ除去される。

【0030】このようなプローブ 21 の感度域を利用したフィルタリング効果を良好に発揮するために、基本周波数 2 はプローブ 21 の感度域の最も高い又はそれに近い周波数に設定し、またもう一方の基本周波数 1 はプローブ 21 の感度域の中心又はそれよりも若干低い周波数に設定される。

【0031】次に、差音抽出プロセッサ 27 では、レート 1 の受信信号とレート 2 の受信信号とを加算する。これにより互いに逆相で現れる基本波成分は除去され、一方、差音成分 DC の一部と、差音成分 ($2 - 1$) と、和音成分 ($2 \cdot 1$) とは、原理的に 2 倍に増強される。なお、基本波成分 1 の低周波側の成分と、差音成分 " $2 - 1$ " が重なりあうが、パルスインバージョン法により、抽出可能である。

【0032】ここで、特定の差音成分を " $2 - 1$ " とすると、この差音成分を通過し、他の不要な差音成分 "DC" および " $2 \cdot 1$ " とを除去するバンドパス型のフィルタリングを、差音抽出プロセッサ 27 で加算信号に対してかける。

【0033】以上の処理により、特定の差音成分を " $2 - 1$ " だけを、しかも 2 倍の強度で抽出することができる。

【0034】（第 3 の差音抽出方法（造影剤の映像化に好適））以上の第 1、第 2 の差音抽出方法は、組織画像の画質の向上を目的としたものであるが、非線形挙動を示す造影剤（マイクロバブル）の映像化に好適な差音抽出方法を以下に説明する。

【0035】従来のハーモニックイメージングと同様に、造影剤の非線形性により発生した差音成分と、生体の非線形伝搬の差音エコー成分との弁別は非常に困難である。しかし、生体成分が除去された領域で、造影剤を映像化すれば、造影剤のみを弁別した画像を作成するこ

とが出来る。これは、生体の非線形性は、正負の応答に対し対称であるのに対して、マイクロバブルで構成される造影剤では、正負の応答が異なることを利用したものである。

【0036】ここでは、第2方法と同様に、2ピークで超音波を送信する場合で説明する。図11に本第3方法の手順と周波数スペクトルとを示している。第3方法は、第2方法とパルスインバージョン法を採用している点は同じであるが、一方のレートが他方のレートに対して、位相反転を2ピーク両方に対して適用するのではなく、一方のピーク(図11では1)に対してだけ位相反転を行い、他方のピーク(図11では2)は位相反転を適用しない、つまり、2レート間で部分的に位相が反転する点が相違する。

【0037】このように2レート間で部分的に位相が反転することにより、それぞれの送信超音波が生体を非線形伝搬する際に発生する差音成分は符号反転した関係となる。差音に限らず、結合音である和音の符号も反転する。それぞれの成分の2倍高調波やDC成分は反転しない。

【0038】したがって、受信エコーを加算すると、低周波側の基本波と生体起因の差音成分が除去される。この部分を映像化すれば、生体の情報は除去されており、造影剤のレート1とレート2の非線形応答の違いのみが映像化される。

【0039】図12(a)、図12(b)に、シミュレーション結果を示す。生体の非線形で発生した差音成分が除去されているのが確認出来る。差音成分を映像化する場合にも動きを補正する等の技術を応用しても良い。

【0040】(第4の差音抽出方法(循環器の映像化に好適))図13に本第4方法の手順と周波数スペクトルとを示している。循環器等への応用では、基本波領域と重なった帯域の差音ハーモニックをパルスインバージョン法で抽出すると、レート間の組織の動きによるモーションアーチファクトが発生する。本第4方法は、このモーションアーチファクトの除去又は低減を目的としている。

【0041】本第4方法では、図13に示すように、第1、第2の周波数成分(それぞれの中心周波数1, 2)を有する超音波を、極性反転して複数(図13では2)レートで送信する。各レートで超音波エコーを受信する。送信に際しては、受信信号において差音成分(2-1)が送信スペクトルに重ならない、つまり差音成分が基本波成分と離間するように、送信の複数ピークを狭帯域化するとともに、各ピークの中心周波数(1, 2)を好適に設定する。

【0042】差音成分(2-1)が送信スペクトルに重ならないのであるから、各レートの受信信号から、差音抽出プロセッサ27の(2-1)を中心とする通過域の比較的狭いバンドパス型フィルタで、基本波成

分を除去し、差音成分(2-1)だけを抽出することができる。これらフィルタで抽出した各レートの差音成分を加算により合成し、エコーフィルタを通す。

【0043】上述した第1乃至第3の方法では、パルスインバージョンのもとで各レートの受信信号を加算するに際して、レート間に組織の動きがあると、基本波成分が残留することがあるが、本第4方法では、フィルタで差音成分だけを弁別することができるので、原理的に、組織の動きの影響を受けない。

【0044】以上は、差音を例にとった説明であり、様々な変形が可能であるが、それらは全て、「複数の成分を持った基本波(送信)の位相制御と複数レートを使った信号処理による、非線形現象によって生じた結合音の制御」という本発明の要旨に全て含まれる。つまり、パルスインバージョン等の複数レートの処理と、基本波の成分の制御(中心周波数、帯域、位相)により、様々な結合音(差音、和音)の抽出・除去が可能である。複数の成分はパルサ出力で実現されている必要もなく、図14に示すように異なる開口からそれぞれ送信されても良い。また、複数のピークまで、焦点、音圧、送信トリガー、開口、等の送信条件を相違させて超音波パルスを送信させるようにしてもよい。

【0045】また、複数のピークの位相差を制御することによって、差音の発生効率を制御することも出来る。とくに、基本波の一つのピークと差音のピーク(中心)周波数が一致するときには、縮退したパラメトリック共鳴とよばれ、位相差が90度のときに基本波と差音成分を合わせた成分が最も成長する。位相関係は、送信の目的(生体、造影剤、治療薬)に合わせて、最適に設定すればよくソフト・ハードとしては制御する機能を装備していることが重要である。

【0046】また、上述では、一つの差音成分“2-1”に着目して説明してきたが、映像化する成分として一つに限る必要は無く、複数の成分を同時に映像化しても良い。また、深さ毎に映像化する成分を変化させても良い。例えば、相対的に浅い領域是和音のハーモニク成分を映像化し、深い領域では、低周波で減衰の少ない差音成分を映像化する。深さによって両者のブレンド比を連続的に変化させても良いし、境界で区切っても良い。ブレンドは、検波前後のどちらでも可能である。

【0047】また、図15(a)に示すように2つのピークを持つ超音波送信で説明したが、同じ強度の差音成分を発生させるには、図15(b)に示すように、3つのピーク1、2、3を持ち、しかも中央ピーク2に対して両側の2つのピーク1、3の振幅を低く変調するようにしてもよい。この場合、投入エネルギーは、2ピーク送信の場合の75%で済む。従ってプローブ21の発熱等の投入エネルギーの規制に対して有利である。これを実現するには、広帯域が実現出来る単結晶振動素子を採用することが好ましい。

【0048】その他、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。

【0049】

【発明の効果】本発明によると、非線形成分イメージングにおいて、ペネトレーションを向上し、深さ方向に均一な画質を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】超音波の深さに対する周波数依存減衰特性を示す図。

【図2】本発明の好ましい実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図3】本実施形態において、受信信号に含まれる基本波成分と非線形成分（DC成分、セカンドハーモニック成分）を示す図。

【図4】本実施形態において、同一方向に2レイトで超音波を送信し、2回目に送信する超音波の位相を1回目のそれに対して反転するいわゆるパルスインバージョン法により抽出されるセカンドハーモニック成分とDC成分の周波数スペクトルを示す図。

【図5】本実施形態において、（a）は比較的浅い領域からのエコー信号の周波数スペクトル、（b）は比較的深い領域からのエコー信号の周波数スペクトルをそれぞれ示す図。

【図6】本実施形態において、差音抽出プロセッサによるフィルタリングの説明図。

【図7】本実施形態において、差音抽出プロセッサによ*

る2レイト間加算を示す図。

【図8】本実施形態において、（a）は超音波パルスの複数のピーク、（b）は複数のピーク送信時の非線形性により発生する差音成分と和音成分を示す図。

【図9】本実施形態において、第2の差音抽出方法の手順を示す図。

【図10】本実施形態において、第2の差音抽出方法で抽出した差音成分のシミュレーション結果を示す図。

【図11】本実施形態において、第3の差音抽出方法の手順を示す図。

【図12】本実施形態において、第3の差音抽出方法で抽出した差音成分のシミュレーション結果を示す図。

【図13】本実施形態において、第3の差音抽出方法の手順を示す図。

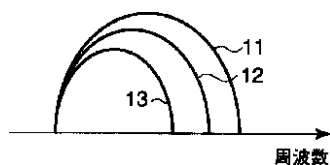
【図14】本実施形態において、2ピークを異なる開口から発生する様子を示す模式図。

【図15】本実施形態において、3ピーク送信を示す図。

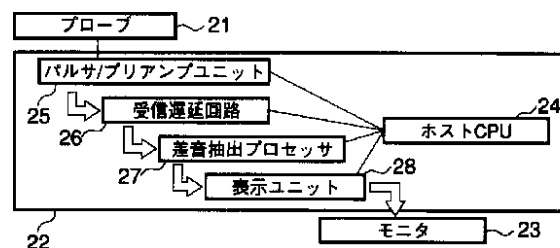
【符号の説明】

- 20 21...超音波プローブ、
22...装置本体、
23...モニタ、
24...ホストCPU、
25...パルス/プリアンプ、
26...受信遅延回路、
27...差音抽出プロセッサ、
28...表示ユニット。

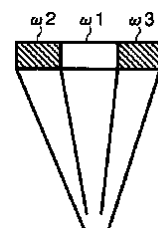
【図1】



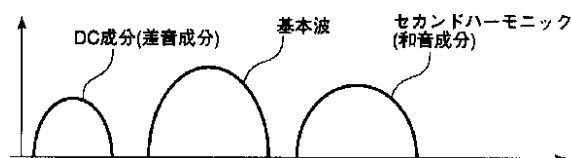
【図2】



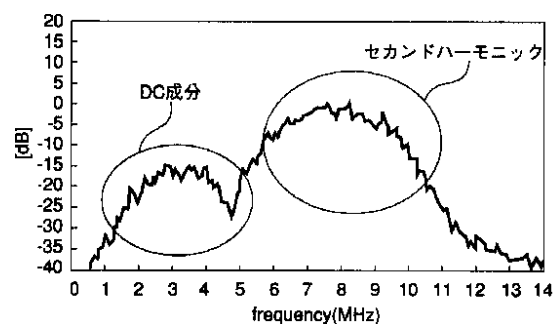
【図14】



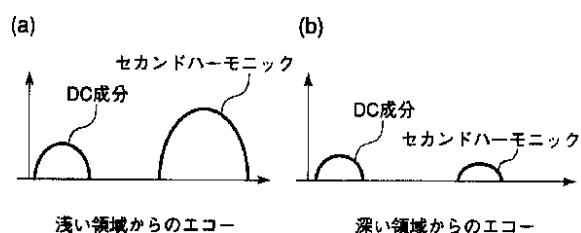
【図3】



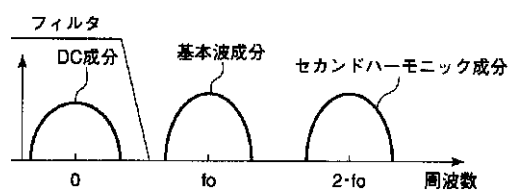
【図4】



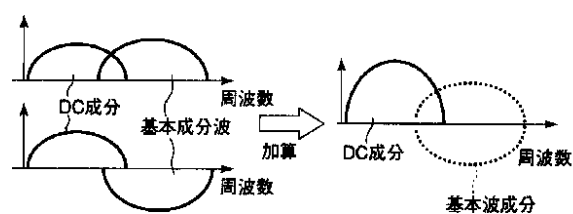
【圖 5】



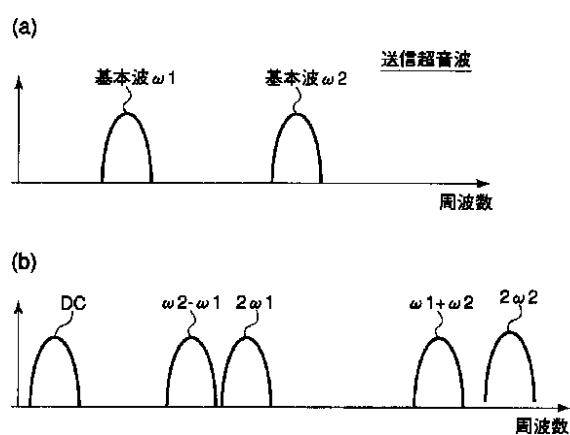
【圖 6】



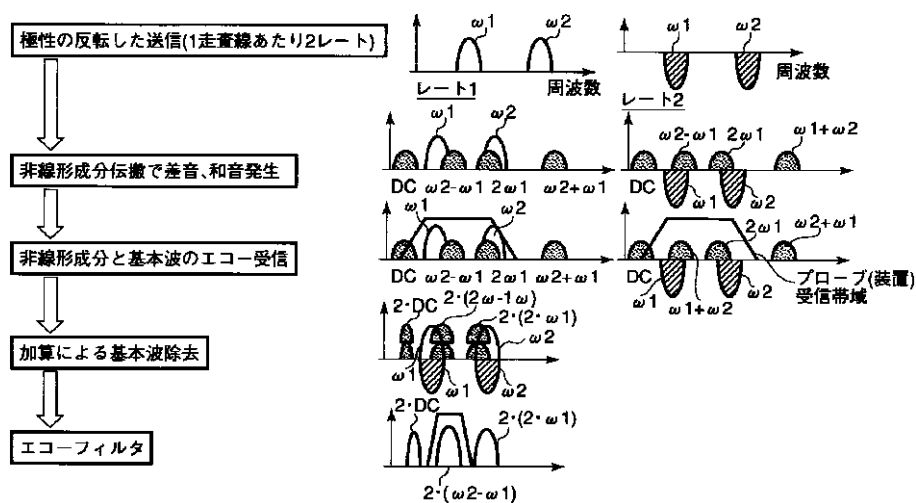
【图7】



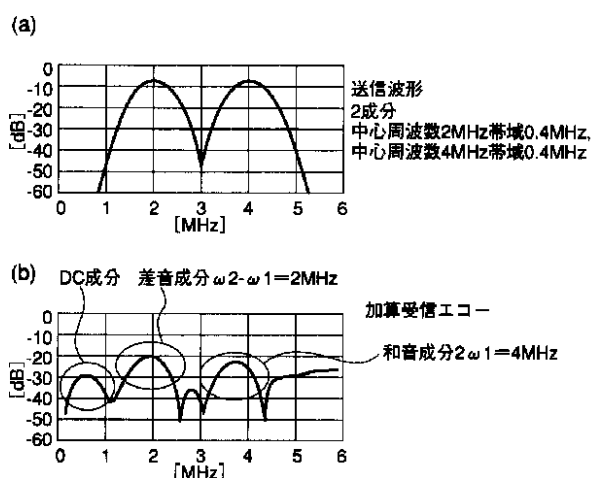
【圖 8】



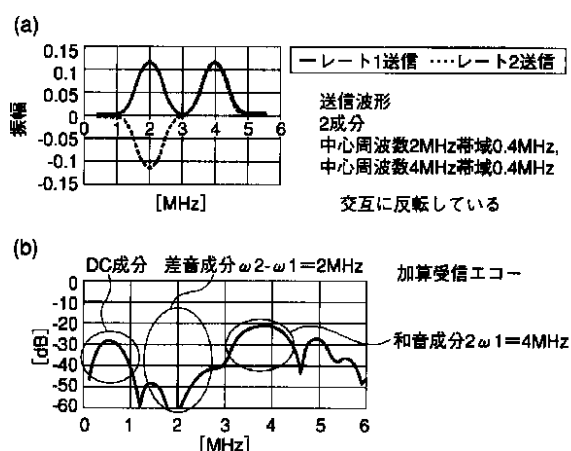
【図 9】



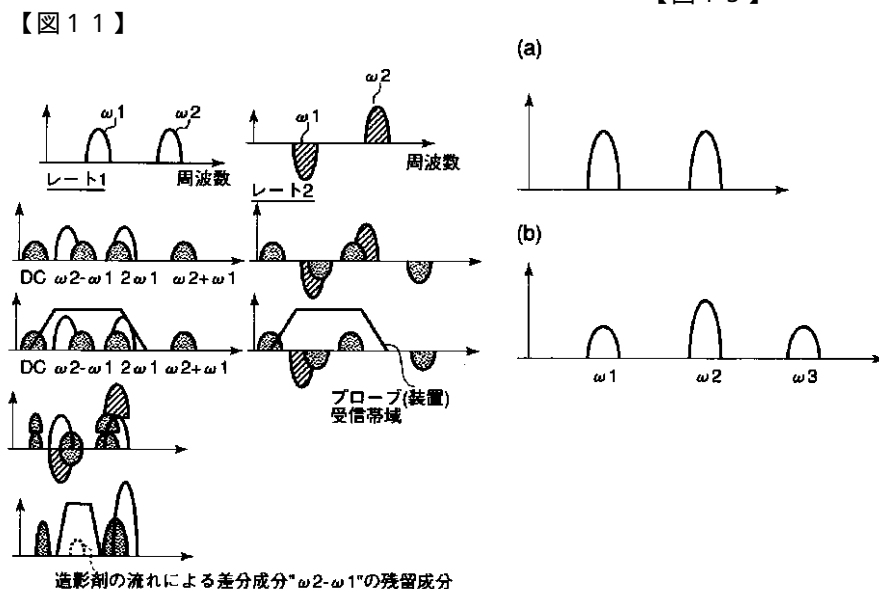
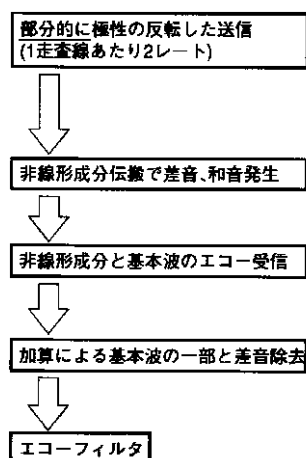
【図10】



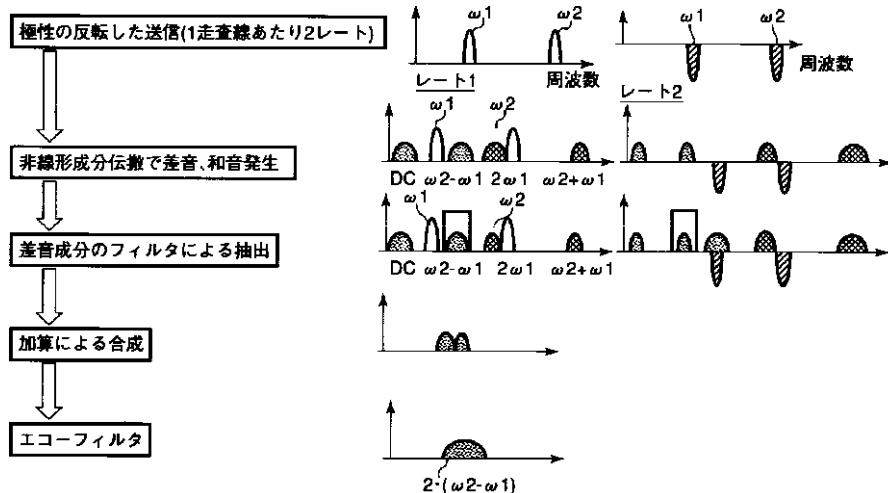
【図12】



【図15】



【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB23 CC01 DD11 EE06
EE07 EE08 EE11 GB02 HH01
HH48 HH49 JB22 JB26 JB29
JB38 JB45 JB46

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002301068A	公开(公告)日	2002-10-15
申请号	JP2001110307	申请日	2001-04-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸 哲也 嶺 喜隆		
发明人	川岸 哲也 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 G01S7/52038 G01S15/8952 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/CC01 4C301/DD11 4C301/EE06 4C301/EE07 4C301/EE08 4C301/EE11 4C301/GB02 4C301/HH01 4C301/HH48 4C301/HH49 4C301/JB22 4C301/JB26 4C301/JB29 4C301/JB38 4C301/JB45 4C301/JB46 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB22 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/LL27		
其他公开文献	JP4723747B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是在非线性和分量成像中改善穿透并在深度方向上实现均匀的图像质量。 解决方案：超声诊断设备包括用于向对象发送超声波和从对象接收超声波的超声波探头21，包括第一频率分量和第二超声波传输的第一超声波传输用于产生要执行的超声探头21的驱动信号的脉冲发生器/前置放大器单元25，对应于第一超声波发射的第一超声回波信号和第二超声波差分声音提取处理器27，用于合成第一超声回波信号和第二超声回波信号，以去除第一频率分量并输出包括在组合信号中的差分声音分量，以及用于产生图像的显示单元28。

